

⑩ BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

Offenlegungsschrift

⑩ DE 195 41 605 A 1

⑥ Int. Cl. 5:

A 61 B 5/14

G 01 N 21/59

DE 195 41 605 A 1

⑦1 Anmelder:

Hewlett-Packard Co., Palo Alto, Calif., US

⑦4 Vertreter:

Kurz, P., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 70327 Stuttgart

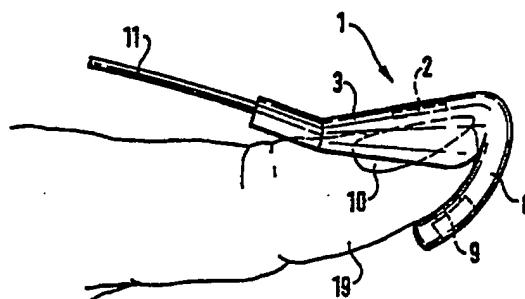
⑦2 Erfinder:

Kästle, Siegfried, 71154 Nufringen, DE; Günther, Martin, 72218 Wildberg, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Sensor für die Durchführung medizinischer Messungen, insbesondere pulsoximetrischer Messungen, am menschlichen Finger

⑤7 Ein Sensor (1) für die Durchführung medizinischer Messungen, insbesondere pulsoximetrischer Messungen, wird mit einem innen konkav ausgestalteten ersten Gehäuseteil (3) eines Sensors (1) auf einen menschlichen Fingernagel (10) oder einen Zehennagel geklebt oder anderweitig angeheftet. Elektromagnetische, insbesondere optische, Sendeelemente (2) und Empfangselemente (9) ermöglichen die Messung der vom Gewebe reflektierten oder durch dieses hindurchtretenden Strahlung. Der Sensor (1) ist leicht zu applizieren, ermöglicht eine hohe Applikationsdauer und ist wiederverwendbar.



DE 195 41 605 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 03.97 702 020/178

9/23

Beschreibung

GEBIET DER ERFINDUNG

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf einen Sensor für die Durchführung medizinischer Messungen, bei dem elektromagnetische Wellen in das menschliche Gewebe eingestrahlt werden und die Charakteristik der transmittierten oder reflektierten Strahlung gemessen wird. Im einzelnen befaßt sich die Erfindung mit einem besonders für die Durchführung pulsoximetrischer Messungen geeigneten Sensor.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

Die der vorliegenden Erfindung zugrundeliegende Problemstellung wird im folgenden am Beispiel der Pulsoximetrie geschildert. Es versteht sich jedoch, daß ihre Anwendbarkeit nicht auf den Bereich der Pulsoximetrie beschränkt ist, sondern auch im Gebiet anderer Meßverfahren Anwendung finden kann. Dies trifft insbesondere dann zu, wenn ein Meßverfahren durch die Einstrahlung elektromagnetischer Wellen in das menschliche Gewebe durchgeführt werden kann. Dazu gehören auch optische Meßverfahren wie beispielsweise die Plethysmographie.

Die Pulsoximetrie ist eine nichtinvasive Technik zur Überwachung des Zustandes eines Patienten, beispielsweise im Operationssaal oder auf der Intensivstation. Dabei wird normalerweise ein Sensor oder ein Aufnehmer, insbesondere ein Fingersensor, eingesetzt, in den Lichtquellen wie lichtemittierende Dioden (LEDs) integriert sind. Man kann zwei oder mehr dieser LEDs mit unterschiedlichen Wellenlängen (zum Beispiel im roten und infraroten Bereich) verwenden. Das von diesen Lichtquellen ausgestrahlte Licht wird in das Gewebe des zu überwachenden Patienten eingeleitet, und Photorezeptoren, wie zum Beispiel Photodioden oder Phototransistoren, messen die Intensität des durch das Gewebe durchgestrahlten oder von diesem reflektierten Lichts. Bei der Transmissionsmessung, das heißt der Messung des durchgestrahlten Lichts, sind die Sende- und Empfangsdioden auf unterschiedlichen Seiten des menschlichen Gewebes angeordnet, während sie sich im Falle der Reflexionsmessung auf derselben Seite des Gewebes befinden.

Die auf der Empfangsseite gemessene Intensität kann, wenn eine Messung bei mindestens zwei Wellenlängen stattfindet, dazu verwendet werden, die Sauerstoffsättigung im arteriellen Blut eines Patienten zu berechnen. Eine recht gute Zusammenfassung der zugrundeliegenden Theorie, die von Lambert-Beers Absorptionsgesetz Gebrauch macht, ist in der EP-A-262 779 enthalten. Der mit dem Pulsoximeter über ein lösbares Transducerkabel verbundene Sensor enthält normalerweise wenigstens zwei LEDs, die Licht beispielsweise einer Wellenlänge von 650 nm – rot – und 1 000 nm – infrarot – ausstrahlen. Durch die Veränderung des Erregerstroms in den Sendedioden kann die Intensität des ausgestrahlten Lichts variiert werden. Der von dem Photorezeptor empfangene Photostrom wird von dem Pulsoximeter gemessen und dazu verwendet, die Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes zu berechnen.

Es versteht sich, daß pulsoximetrische Messungen vorzugsweise an Körperteilen vorgenommen werden, an denen ein Sensor gut anzubringen ist und die gleichzeitig gut durchblutet sind. Beispielsweise gibt es ver-

schiedene Formen sogenannter Ohrsensoren, das heißt von Sensoren, die an das bekanntermaßen gut durchblutete menschliche Ohrläppchen angeklipst werden.

Der in der weit überwiegenden Anzahl aller praktischen Fälle bevorzugte Applikationsort ist jedoch der menschliche Finger (bei einem Neugeborenen auch der Fußrücken). Es hat daher in der Vergangenheit nicht an Versuchen gefehlt, einen optimalen Fingersensor für die Pulsoximetrie zu entwickeln. Demgemäß gibt es zu diesem Problemkreis auch sehr viel Patentliteratur.

Ein früher Typ eines Fingersensors ist beispielsweise in der US 4,685,464 beschrieben. Die Qualität der von dem dort gezeigten wäscheklammerartigen Sensor gelieferten Signale dürfte wahrscheinlich zufriedenstellend gewesen sein, aber er belastet einerseits den Patienten allein durch seine Größe und sein Gewicht und ist andererseits entsprechend teuer in der (mechanisch komplizierten) Herstellung. Daher werden derartige Sensoren heute nicht mehr verwendet.

In der Praxis haben sich daher Fingersensoren mit einem einfacheren Aufbau durchgesetzt. Einen solchen Sensor beschreibt beispielsweise die DE-PS 3 703 458. Der dort gezeigte Sensor besteht aus elastischem Material mit einer Art "geometrischer Reserve", die es erlaubt, den Sensor auf verschiedenen dicken Fingern zu applizieren. Die Sende- und Empfangsdioden sind dabei auf gegen überliegenden Seiten des Sensormantels angeordnet, so daß dieser Sensor für eine Transmissionsmessung geeignet ist. Ähnliche Sensoren sind auch in der US 5,035,243 oder der EP-A-572 684 beschrieben.

Alle diese Sensoren haben jedoch nach wie vor den Nachteil, daß sie aufgrund ihres Gewichtes und vor allem wegen des mechanischen Zusammenpressens des Fingergewebes nicht unbegrenzt getragen werden können. In vielen Fällen stellen sich schon nach einigen Applikationsstunden Beschwerden beim Patienten ein. Andere wesentliche Nachteile dieser Sensortechnik bestehen darin, daß sich unter der Oberfläche des Sensors Schweiß ansammeln kann, der sowohl die Durchblutung als auch die Genauigkeit des Meßergebnisses beeinträchtigt, und daß sie aufgrund der inneren Oberflächen nicht vollständig desinfizierbar sind. Schließlich kann eine lange Applikationsdauer bei diesen Sensoren auch zum Absterben von Gewebe (Nekrose) führen, selbst wenn das Risiko relativ gering ist.

Neben diesen verschiedenen Varianten von Pulsoximetrie-Sensoren gibt es auch Einweg-Sensoren, die in der Art eines Pflasters um den Finger geklebt werden. Ein derartiger Sensor ist in der EP-A-481 612 beschrieben. Der dort gezeigte Sensor ist zwar leichter und auch für die längerfristige Anwendung geeignet, hat dafür aber andere Nachteile. Meßtechnisch gesehen ist er nämlich empfindlich gegen Umlichtstörungen, da der Meßraum sehr offen ist. Bei unpräziser Applikation am Finger erhöht sich dieser Effekt noch. Auch kann es zur Messung venöser Pulsationen kommen, während eigentlich nur die arteriellen Pulsationen von Interesse sind. Hauptnachteil ist aber sicherlich, daß er – wenigstens in seinem Klebeteil – nicht wiederverwendbar ist. Andere Nachteile des geschlossenen, wiederverwendbaren Sensors tauchen auch bei dem Einweg-Sensor auf, zum Beispiel Beeinträchtigung der Meßergebnisse durch Schwitzen des Patienten oder allergische Reaktionen (zum Beispiel Pflasterallergie).

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, einen neuen Sensor für die Pulsoximetrie zu schaffen, der sowohl wiederverwendbar als auch für die Langzeitanwendung geeignet ist. Ein weiteres Ziel der

Erfindung besteht darin, einen Sensor mit guten Meßeigenschaften bereitzustellen.

Die Anwendbarkeit des Sensors soll sich nicht nur auf die Pulsoximetrie erstrecken (obwohl dieses sicher das Hauptanwendungsgebiet ist), sondern auch auf andere optische Meßverfahren am menschlichen Finger wie beispielsweise die Plethysmographie, oder allgemein Meßverfahren, bei denen elektromagnetische Wellen in das menschliche Fingergewebe eingestrahlt und die transmittierten oder reflektierten Wellen gemessen werden.

KURZFASSUNG DER ERFINDUNG

Die Erfindung bezieht sich auf einen Sensor für die Durchführung medizinischer Messungen, insbesondere pulsoximetrischer Messungen, am menschlichen Finger oder Zeh, bei dem elektromagnetische Wellen in den Finger/Zeh eingestrahlt werden und die Charakteristik der durch den Finger/Zeh transmittierten oder von diesem reflektierten Strahlung gemessen wird, mit folgenden Merkmalen:

- einem ersten Gehäuseteil mit einer Oberfläche, die zur Anpassung an die Oberfläche eines Fingernagels wenigstens teilweise konkav, vorzugsweise zylindrisch konkav gerundet ist,
- wobei in das erste Gehäuseteil wenigstens ein elektromagnetisches Sende- und/oder Empfangselement so eingelassen ist, daß die elektromagnetische Strahlung aus der genannten Oberfläche ein- oder austreten kann und
- einem für die elektromagnetische Strahlung durchlässigen Haftelement, das sich, zur Fixierung des Sensors auf dem Fingernagel des Patienten, auf der genannten Oberfläche des ersten Gehäuseteils befindet oder auf diese aufbringbar ist.

Die Grundidee des erfindungsgemäßen Sensors besteht im wesentlichen darin, den Sensor mittels eines Haft- bzw. Klebelements direkt auf einem Fingernagel des Patienten zu befestigen, wobei dieser Fingernagel im Prinzip beliebig gewählt werden kann. Diese Befestigungsart hat den Vorteil, daß zwar ein Klebeverfahren angewandt werden kann, andererseits aber kein (oder nur sehr wenig) Klebstoff mit der Haut selbst in Kontakt kommt, das heißt die Gefahr allergischer Reaktionen verringert oder ganz ausgeschaltet wird. Außerdem läßt der Fingernagel eine wesentlich sicherere Befestigung zu als ein normales Pflaster, das im Hautkontakt steht.

Weil keine allergischen Reaktionen zu befürchten sind, und da kein Nekroserisiko besteht, weil der erfindungsgemäße Sensor kein Gewebe zusammenpreßt, ist er optimal für die Langzeitanwendung geeignet. Unter "Langzeitanwendung" ist hier jede Anwendung zu verstehen, die mehrere Stunden, zum Beispiel zwei Stunden, dauert. (Bei einigen bekannten Sensoren, die das Fingergewebe umschließen und einschnüren können, wird empfohlen, den Applikationsort — also den Finger des Patienten — im zweistündigen Rhythmus zu wechseln.)

Außerdem ist der erfindungsgemäße Sensor aber auch wiederverwendbar, da er — im Gegensatz zu pflasterartigen Sensoren — leicht gereinigt und desinfiziert werden kann. Weil er wenig oder gar keine inneren Oberflächen aufweist, ist die Sterilisation sehr zuverlässig. Er ist außerdem relativ offen und ruft damit keine

Schwitzreaktionen auf der menschlichen Haut hervor. Schließlich sollte auch die geringe Baugröße und der vergleichsweise günstige Preis des erfindungsgemäßen Sensors erwähnt werden.

5 Der erfindungsgemäße Sensor weist ein erstes Gehäuseteil mit einer Oberfläche auf, die in etwa der Kontur des Fingernagels nachgebildet ist. Das Gehäuseteil kann daher relativ fest oder starr sein (und diese Konstruktion wird auch bevorzugt). Die Anpassung wird durch eine wenigstens teilweise konkave Formgebung der genannten Oberfläche erreicht; eine zylindrisch konkav Formgebung hat sich dabei als die geeignete herausgestellt.

Die Fixierung des ersten Gehäuseteils auf dem Fingernagel geschieht vorzugsweise mittels eines für die elektromagnetische Strahlung durchlässigen Klebelements. Im Fall eines optischen Sensors, beispielsweise eines pulsoximetrischen Sensors, muß das Klebelement also wenigstens optisch teildurchlässig sein. Das Klebelement selbst kann dabei bevorzugt aus einem von einer Schutzfolie bedeckten Klebegel bestehen, etwa in der Art von Klebebändern, deren Schutzfolie abziehbar ist, so daß die Klebefläche zugänglich wird. Eine andere Möglichkeit besteht in der Verwendung eines aushärtenden, gewebeverträglichen Klebstoffs, der vom Benutzer vor der Applikation des Sensors auf die konkave Oberfläche des ersten Gehäuseteils des Sensors, oder auf den Fingernagel des Patienten, aufgebracht wird. Solche Kleber können nach Gebrauch durch geeignete, medizinisch unschädliche Lösungsmittel wieder aufgelöst werden und sind für andere Anwendungen bereits im Gebrauch, zum Beispiel Kleber für EEG-Elektroden. Natürlich ist aber auch die Verwendung anderer Klebelemente denkbar, zum Beispiel Haftmasse oder dergleichen. Besonders bevorzugt ist ein Haftelement mit einer mittels Unterdruck an den Fingernagel ansaugbaren Kappe. Diese muß lediglich aufgesetzt werden, wobei die Unterdruck-Zuleitung beispielsweise in das Sensorkabel integriert sein kann. Alle diese Ausführungsformen werden von dem Begriff des "Haftelements" umfaßt.

Ein weiteres Merkmal des erfindungsgemäßen Sensors ist, daß in das erste Gehäuseteil wenigstens ein elektromagnetisches Sende- und/oder Empfangselement so eingelassen ist, daß die elektromagnetische Strahlung aus der genannten Oberfläche ein- oder austreten kann. Im Fall eines Pulsoximeters oder eines vergleichbaren optischen Meßgeräts können dies Lichtquellen oder -empfänger sein, vorzugsweise lichtemittierende Dioden (LEDs) und Photorezeptoren wie etwa Phototransistoren oder Photodioden.

Hier lassen sich nun mehrere Fallunterscheidungen treffen. In einer bevorzugten Ausführungsform ist in die genannte Oberfläche des ersten Gehäuseteils auf verschiedenen Seiten ihrer konkaven Rundung sowohl ein elektromagnetischer Sender als auch ein elektromagnetischer Empfänger so eingelassen, daß sich die Symmetrieachsen der Ausstrahlung und des Empfangs elektromagnetischer Wellen innerhalb des Fingergewebes schneiden. In diesem Fall liegt ein sogenannter Reflexionssensor vor, das heißt, die elektromagnetische Strahlung wird in das Gewebe abgestrahlt, und der Empfänger registriert die Intensität der vom Gewebe reflektierten Wellen. Wenn die elektromagnetische Strahlung im oder nahe dem Bereich des sichtbaren Lichts liegt, ist es in diesem Fall ferner empfehlenswert, zwischen dem optischen Sende- und dem optischen Empfangselement eine optische Barriere anzuordnen,

zum Beispiel einen schwarzen Gummischlauch. Diese optische Barriere verhindert, daß Strahlung direkt vom Sender auf den Empfänger gelangen kann und verbessert damit die Qualität des Meßergebnisses.

In einer anderen bevorzugten Ausführungsform ist der erfindungsgemäße Sensor als sogenannter Transmissionssensor ausgestaltet, das heißt, der Empfänger mißt nicht die Intensität der vom Gewebe reflektierten Strahlung, sondern die Intensität der durch dieses hindurchtretenden Strahlung. In diesem Fall ist es vorteilhaft, ein zweites Gehäuseteil vorzusehen, das den dem Fingernagel (Zehennagel) des Patienten gegenüberliegenden Teil des Fingers (Zehs) wenigstens teilweise umfaßt. Dann ist bevorzugt entweder der elektromagnetische Sender oder der elektromagnetische Empfänger in das zweite Gehäuseteil eingelassen, und das korrespondierende Element in das erste Gehäuseteil. Mit anderen Worten, es kann sich entweder der Sender im ersten Gehäuseteil und der Empfänger im zweiten Gehäuseteil befinden, oder diese Anordnung kann auch umgekehrt werden. Allerdings ist darauf hinzuweisen, daß die Verwendung eines zweiten Gehäuseteils, das den Tragekomfort und die sichere Befestigung am Finger erhöht, nicht nur bei einem Transmissionssensor, sondern auch bei einem Reflexionssensor empfehlenswert sein kann.

Auch für das zweite Gehäuseteil schlägt die vorliegende Erfindung wieder verschiedene bevorzugte Ausführungsformen vor. In einer Ausführung ist das zweite Gehäuseteil an das erste Gehäuseteil angeformt und weist elastische Eigenschaften auf, das heißt, es kann bis zu einem gewissen Grad auf die Fingerkuppe aufgeklemmt werden, wobei die vorgesehene Elastizität garantiert, daß keine oder nur eine minimale Kompression des Fingergewebes bewirkt wird und daß sich der Sensor auch auf verschiedenen dicke Finger aufsetzen läßt.

In einer alternativen Ausführungsform ist das zweite Gehäuseteil an dem ersten Gehäuseteil schwenkbar angelehnt, wobei die Anlage an den Finger vorzugsweise durch Federwirkung erreicht wird.

Wenn die elektromagnetischen Sende- und Empfangselemente im Bereich optischer Strahlung, vorzugsweise im oder nahe dem Bereich sichtbaren Lichts, arbeiten, ist es ferner vorteilhaft, wenn das oder die Gehäuseteil(e) wenigstens teilweise aus transparentem Material besteht/bestehen. Dabei können etwa die Gehäuseteile komplett aus transparentem Kunststoff gefertigt werden, oder es können optisch durchlässige "Fenster" in einem ansonsten für optische Strahlung wenig oder gar nicht durchlässigen Gehäuseteil vorgesehen werden.

In einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform ist eine reflektierende metallische oder metallisierte Folie vorgesehen, die sich zumindest über die Rückseite des elektromagnetischen Sende- und/oder Empfangselements erstreckt. Diese erhöht erstens die Einstrahlintensität, in dem sie vom Gewebe zurückgestrahltes Licht wieder zurückspiegelt, und zweitens sorgt sie dafür, daß Fremdlicht nicht direkt oder durch das Gewebe auf den Empfänger gelangen kann. Schließlich hat diese Folie, wenn sie an einen Kabelschirm angeschlossen ist, auch eine elektrische Schirmwirkung.

Die Erfindung bezieht sich auch auf ein Verfahren zum Durchführen medizinischer Messungen am menschlichen Finger, vorzugsweise optischer Messungen wie etwa der Pulsoximetrie, wobei das Verfahren durch das Aufkleben eines mit einer konkav gewölbten Oberfläche versehenen Sensors auf einen Fingernagel eines Patienten gekennzeichnet ist.

Als Meßort bietet sich am ehesten der Daumennagel an, da hier im allgemeinen eine sehr gute Durchblutung vorliegt und der Daumennagel eine große, relativ ebene Fläche bietet. Es kann aber auch jeder andere Fingernagel verwendet werden; schließlich erstreckt sich die Erfindung auch auf die Applikation des Sensors auf einen menschlichen Zehennagel.

Außer den eingangs bereits genannten Vorteilen ist darauf hinzuweisen, daß der erfindungsgemäße Sensor sehr gute Meßergebnisse ermöglicht, da die Hornschicht ein optisch wesentlich transparenteres Fenster zum Gewebe darstellt als die Haut. Das heißt, man hat direkten optischen Zugang zu gut perfundiertem Gewebe. Ebenso werden Bewegungsartefakte durch Sensorverrutschen weitgehendst vermieden.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

Die Erfindung wird nun anhand eines bevorzugten Ausführungsbeispiels mit Bezug auf die beigefügten Zeichnungen näher erläutert. Diese Zeichnungen stellen folgendes dar:

- Fig. 1 die Draufsicht auf einen erfindungsgemäßen Sensor vom Transmissionstyp,
- Fig. 2 einen Schnitt durch den Sensor der Fig. 1 entlang des Bezugslinie II-II,
- Fig. 3 die seitliche Ansicht des Transmissionssensors,
- Fig. 4 eine Frontalansicht dieses Sensors,
- Fig. 5 einen Schnitt entlang der Bezugslinie V-V der Fig. 1,
- Fig. 6 einen Schnitt entlang der Bezugslinie VI-VI der Fig. 5,
- Fig. 7 die Gesamtansicht des applizierten Sensors,
- Fig. 8 ein Applikationsbild für eine weitere Ausführungsform, nämlich einen Reflexionssensor, und
- Fig. 9 einen Querschnitt durch den Finger und den Reflexionssensor gemäß Fig. 8.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

Anhand der Zeichnungen werden nun zwei konkrete Ausführungsbeispiele von Pulsoximetriesensoren vorgestellt, wobei es sich aber versteht, daß die Erfindung nicht auf den Bereich der Pulsoximetrie beschränkt ist.

Die Aufsicht gemäß Fig. 1 zeigt einen Transmissionssensor 1, in den eine Zweifach-LED (lichtemittierende Leuchtdiode) 2 eingelassen ist. Diese Leuchtdiode arbeitet im roten und infraroten Bereich, wie dies in der Pulsoximetrie gebräuchlich ist. In der Fig. 1 ist nur das erste Gehäuseteil 3 des Sensors 1 zu erkennen. Der Sensor wird über ein hier nicht gezeigtes Kabel, das in Richtung des Pfeils K verläuft, an einen Monitor angeschlossen. Das Kabel steht in elektrischer Verbindung mit den Leuchtdioden 2 und wird in eine Nut 4 des Sensors 1 eingelegt.

Im Querschnitt der Fig. 2 ist wiederum die Doppel-LED 2 zu erkennen, die sich auf dem Boden der Nut 4 des ersten Gehäuseteils 3 befindet. Der Sensor wird bei der Applikation mit einer zylindrisch konkaven Oberfläche 5 des ersten Gehäuseteils 3 auf einen Finger- oder Zehennagel eines Patienten aufgesetzt und dort mit einem Klebepad oder einem gewebeverträglichen Klebstoff befestigt. Damit das Licht von der Doppel-LED 2 durch den Fingernagel in das Fingergewebe eintreten kann, muß eine Aussparung 6 vorgesehen werden. Alternativ hierzu kann am Ort des Bezugssymbolen 6 auch transparentes Sensormaterial wie zum Beispiel transpa-

reuter Kunststoff eingesetzt werden.

Mit dem Bezugszeichen 7 ist das Klebeelement oder die Klebeschicht angedeutet. Ein zweites Gehäuseteil 8 mit elastischen Eigenschaften umgreift den Finger oder den Zeh und sorgt so für die mechanische Fixierung. Außerdem ist in das zweite Gehäuseteil 8 ein Photoempfänger (Phototransistor, Photodiode) eingebaut, welches die Intensität des durch das menschliche Gewebe hindurchgestrahlten Lichts mißt. Dieser Empfänger ist in der Fig. 6 mit 9 bezeichnet und steht ebenfalls in elektrischer Verbindung mit dem Kabel und damit dem Monitor.

Die Fig. 7 zeigt den Sensor 1 schematisch bei der Applikation auf einen menschlichen Daumen 9. Zwischen Daumennagel 10 und dem Sensor befindet sich das Klebeelement (Klebepad, Klebeschicht). Die Sende-LEDs sind hier schematisch eingezeichnet und mit 2 bezeichnet, während der Photoempfänger das Bezugszeichen 9 trägt. In dieser Darstellung ist auch das Kabel 11 gezeigt, welches den Sensor mit dem Monitor verbindet. Das Kabel kann weiterhin über ein Armband zugentlastet sein, welches in der Fig. 7 nicht gezeigt ist, aber im folgenden am Beispiel eines Reflexionssensors besprochen werden soll.

In der Fig. 8 ist ein Reflexionssensor 12 gezeigt, der ebenfalls auf den Daumennagel eines Patienten aufgeklebt ist. Am Sensor ist ein dünnes, leichtes und flexibles Kabel 13 befestigt, welches den Sensor in Richtung auf den Unterarm verläßt und durch ein Armband 14 zugentlastet wird. Direkt am oder beim Armband 14 befindet sich eine Steckverbindung 15, welche über ein weiteres, robusteres Kabel 16 die Verbindung zur Meßeinheit darstellt. Alternativ hierzu könnte die Steckverbindung auch direkt auf der Oberseite des Sensorgehäuses integriert sein; damit würde das Kabel 13 entfallen. Das Sensorgehäuse selbst ist abgedichtet, so daß Lösungsmittel zur Entfernung des Klebers oder Reinigungs- und Desinfektionsmittel den Sensor nicht beschädigen.

Im Fig. 9 dargestellten Querschnitt durch den Reflexionssensor ist zu erkennen, daß ein erstes Gehäuseteil 17 des Sensors 12 auf dem Daumennagel 18 eines menschlichen Daumens 19 aufliegt. Der Sensor ist mittels eines Klebelements und einer Klebeschicht 20 auf dem Daumennagel befestigt. In das erste Gehäuseteil 17 integriert ist eine Doppel-Sende-LED 21, die in das Gewebe des Daumens 19 bei roten und infraroten Wellenlängen einstrahlt. Die reflektierte Strahlung wird von einem Photoempfänger 22 registriert.

Eine Metallfolie 23 schirmt die Photoelemente gegenüber Umlichteinflüssen ab und bewirkt eine Bündelung der optischen Strahlung. Dies ist besonders im Fall des Empfangselementes 22 notwendig, da durch dieses hindurchgehende Strahlung von der Metallfolie 23 reflektiert und damit zur Anzeige gebracht werden kann. Ein dünner schwarzer Gummischlauch 24, der bei der Applikation zusammengepreßt wird, dient als optische Barriere zwischen dem Sendeelement 21 und dem Empfangselement 22.

Patentansprüche

1. Sensor (1; 12) für die Durchführung medizinischer Messungen, insbesondere pulsoximetrischer Messungen, am menschlichen Finger (9; 19) oder Zeh, bei dem elektromagnetische Wellen in den Finger/Zeh (9; 19) eingestrahlt werden und die Charakteristik der durch den Finger/Zeh (9; 19) transmittierten oder von diesem reflektierten

Strahlung gemessen wird, mit folgenden Merkmalen:

(1.1) Einem ersten Gehäuseteil (3; 17) mit einer Oberfläche (5), die zur Anpassung an die Oberfläche eines Fingernagels (10; 18) oder Zehennagels wenigstens teilweise konkav, insbesondere zylindrisch konkav gerundet ist,

(1.1.1) wobei in das erste Gehäuseteil (3; 17) wenigstens ein elektromagnetisches Sende- und/oder Empfangselement (2; 21, 22) so eingelassen ist, daß die elektromagnetische Strahlung aus der genannten Oberfläche (5) ein- oder austreten kann, und

(1.2) einem für die elektromagnetische Strahlung durchlässigen Haftelement, das sich, zur Fixierung des Sensors (1; 12) auf dem Fingernagel (10; 18) oder Zehennagel des Patienten, auf der genannten Oberfläche (5) des ersten Gehäuseteils (3; 17) befindet oder auf diese aufbringbar ist.

2. Sensor (12) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in die genannte Oberfläche (5) des ersten Gehäuseteils (3; 17) auf verschiedenen Seiten ihrer konkaven Rundung sowohl ein elektromagnetischer Sender (21) als auch ein elektromagnetischer Empfänger (22) so eingelassen sind, daß sich die Symmetrieachsen der Ausstrahlung und des Empfangs elektromagnetischer Wellen innerhalb des Fingergewebes oder Zehengewebes schneiden.

3. Sensor (1) nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch ein zweites Gehäuseteil (8), das den dem Fingernagel (10) oder Zehennagel des Patienten gegenüberliegenden Teil des Fingers/Zehs (9) wenigstens teilweise umfaßt.

4. Sensor (1) nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß entweder der elektromagnetische Sender (2) oder der elektromagnetische Empfänger (9) in das zweite Gehäuseteil (8) eingelassen ist, und das korrespondierende Element in das erste Gehäuseteil (3).

5. Sensor (1) nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite Gehäuseteil (8) elastische Eigenschaften aufweist und an das erste Gehäuseteil (3) angeformt ist.

6. Sensor (1) nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite Gehäuseteil an dem ersten Gehäuseteil schwenkbar angelenkt ist.

7. Sensor (1; 12) nach wenigstens einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die elektromagnetischen Sende- und Empfangselemente (2; 9; 21, 22) im Bereich optischer Strahlung, vorzugsweise im oder nahe dem Bereich sichtbaren Lichts, arbeiten.

8. Sensor (1; 12) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, vorzugsweise nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das/die Gehäuseteil(e) (3; 8; 17) wenigstens teilweise aus transparentem Material besteht/bestehen.

9. Sensor (1; 12) nach wenigstens einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das/die Gehäuseteile (3; 8; 17) wenigstens teilweise flexibel ist/sind.

10. Sensor (1; 12) nach wenigstens einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Haftelement ein Klebeelement (7; 20) ist.

11. Sensor (1; 12) nach Anspruch 10, dadurch ge-

kennzeichnet, daß das Klebeelement (7; 20) aus einem von einer Schutzfolie bedeckten Klebegel besteht.

12. Sensor (1; 12) nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Klebeelement (7; 20) aus gewebeverträglichem Klebstoff besteht. 5

13. Sensor nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Haftelelement eine mittels Unterdruck an den Finger- oder Zehennagel ansaugbare Kappe ist. 10

14. Sensor (1; 12) nach wenigstens einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine reflektierende metallische oder metallisierte Folie (23), die sich zumindest über die Rückseite des elektromagnetischen Sendeund/oder Empfangsele- 15

ments (21, 22) erstreckt. 16. Sensor (1; 12) nach den Ansprüchen 2 und 7, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem optischen Sende- (21) und dem optischen Empfangselement (22) eine optische Barriere, beispielsweise ein 20

schwarzer Gummischlauch (24), angeordnet ist.

16. Verfahren zum Durchführen medizinischer Messungen am menschlichen Finger (9, 19), vorzugsweise optischer Messungen wie etwa der Pulsoximetrie, gekennzeichnet durch das Anhaften 25 oder Aufkleben eines mit einer konkav gewölbten Oberfläche (5) versehenen Sensors (1; 12) auf einen Fingernagel (10; 18) oder Zehennagel eines Patienten.

30

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

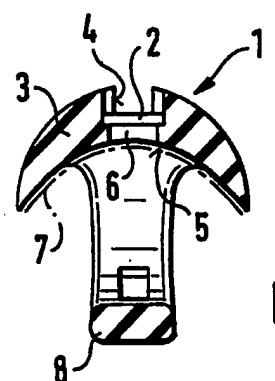
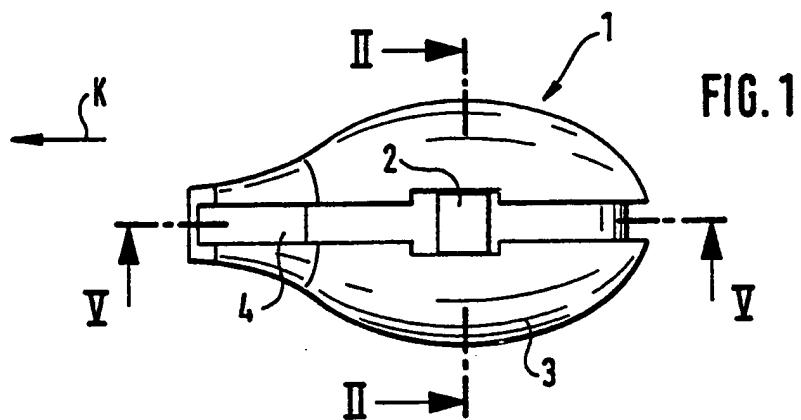


FIG. 2

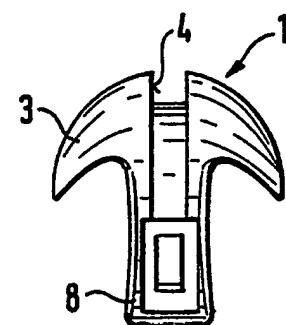


FIG. 4

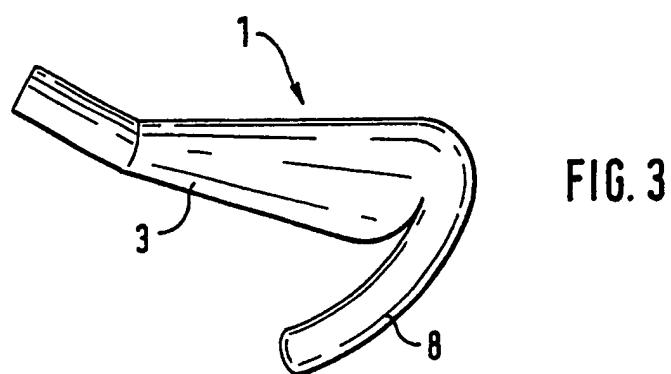


FIG. 3

FIG. 5

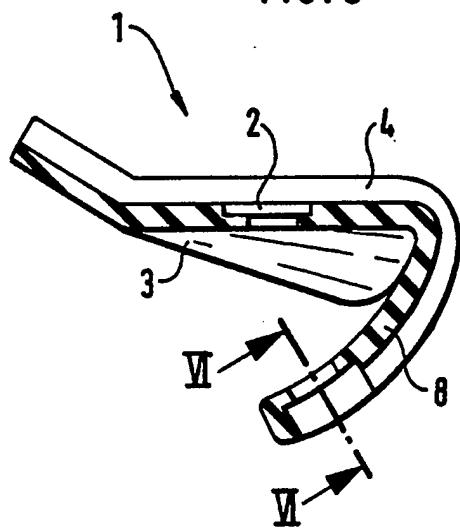


FIG. 6

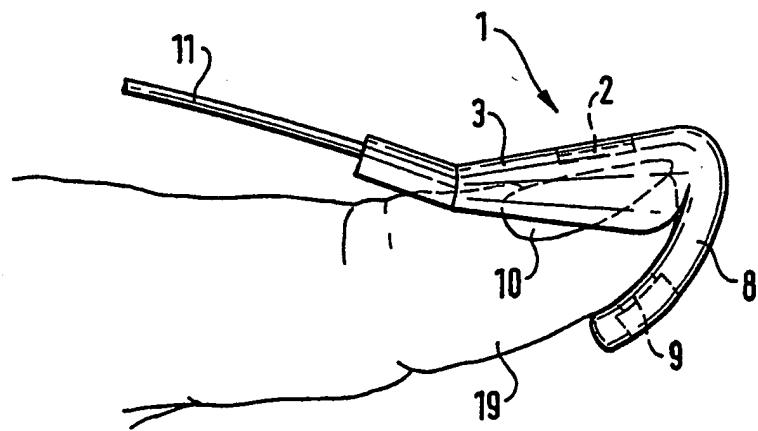
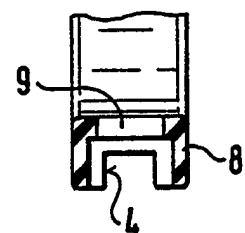


FIG. 7

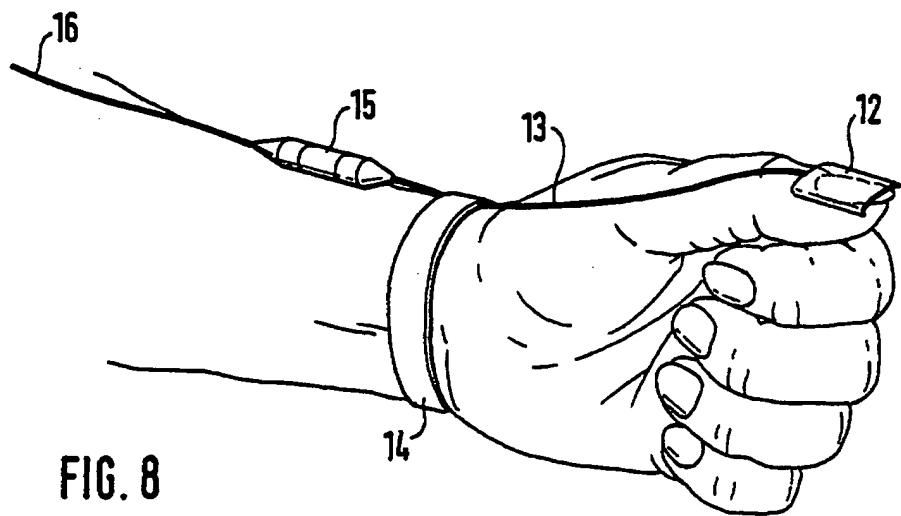


FIG. 8

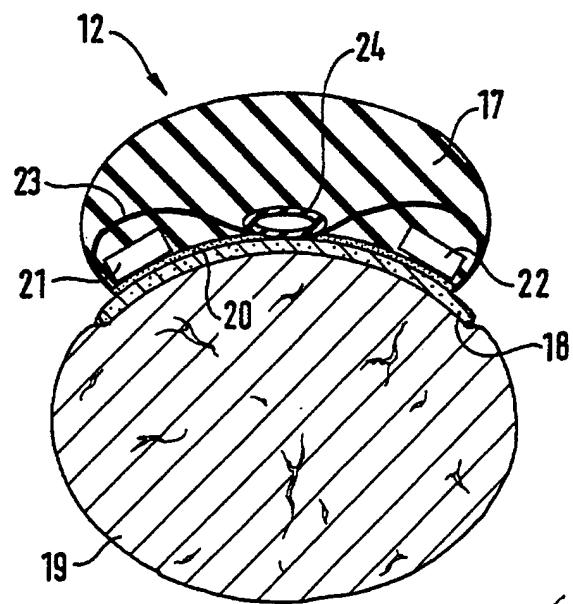


FIG. 9